

- 1 -

## Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes an ein Individuum

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur  
5 Anpassung eines Hörgerätes an ein Individuum.

Ein erfolgreiches Anpassen eines Hörgerätes an ein  
Individuum, bei dem ein Hörschaden vorhanden ist und  
korrigiert werden soll, ist ein entscheidender, unter  
10 anderen die Akzeptanz des Hörgerätes bildender Faktor.  
Dabei ist nicht nur die Art und das Ausmass des Hörschadens  
von Bedeutung, sondern auch eine Reihe anderer  
Gegebenheiten, wie zum Beispiel das persönliche, d.h.  
individuelle Empfinden von Lautheiten.

15 Ein Verfahren zum Anpassen eines Hörgerätes an ein  
Individuum ist aus der Offenlegungsschrift der europäischen  
Patentanmeldung mit der Nummer EP-A2-0 661 905 bekannt. Das  
bekannte Verfahren bezieht sich auf die Korrektur einer  
20 individuellen, geschädigten psycho-akustischen Wahrnehmung  
durch Einstellen von Parametern in einem Hörgerät. Dabei  
wird als Zielfunktion für die Korrektur die statistisch  
ermittelte mittlere Wahrnehmung von normalhörenden Menschen  
verwendet.

25 Aus der erwähnten Offenlegungsschrift ist ferner bekannt,  
dass zur Voreinstellung der Dynamik-Kompression im Hörgerät  
eine Lautheitsskalierungsprozedur durchgeführt wird. Damit  
kann individuell der Grad des Recruitment bei  
30 Innenohrschädigung bestimmt und in der Folge eine  
individuelle Kompensation vorgenommen werden. Ergänzend  
wird diesbezüglich auf die Veröffentlichung von Kiessling,  
Kollmeier und Diller mit dem Titel "Versorgung und  
Rehabilitation mit Hörgeräten" (1997, Thieme, Stuttgart,  
35 New York) und von Thomas Brand mit dem Titel "Analysis and  
optimization of psychophysical procedures in audiology"

- 2 -

(Oldenburg : Bibliotheks- und Informationssystem der Univ., 2000. - 148 S Oldenburg, Diss., Univ., 1999. ISBN 3-8142-0721-1) verwiesen.

5 Die als Zielfunktion verwendete Norm-Lautheitsfunktion wird an einem Kollektiv normalhörender Personen bestimmt, wobei diese Norm-Lautheitsfunktion möglichst mit der selben Prozedur bestimmt wird wie die eigentliche individuelle Messung.

10 Verschiedene Untersuchungen haben gezeigt, dass insbesondere die Varianz der Norm-Lautheitsfunktion recht gross ist. Eine Übersicht der gefundenen Daten wurde in einem Aufsatz von C. Elberling mit dem Titel "Loudness  
15 scaling revisited" (J Am Acad Audiol 10, Seiten 248 bis 260, 1999) veröffentlicht.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren anzugeben, bei dem Einstellungen am  
20 Hörgerät vorgenommen werden, die eine verbesserte Anpassung von Hörgeräten an das Lautheitsempfinden des Individuums ermöglichen.

Diese Aufgabe wird durch die in Anspruch 1 angegebenen  
25 Massnahmen gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in weiteren Ansprüchen angegeben.

Die Erfindung weist die folgenden Vorteile auf: Indem sowohl die individuelle Wahrnehmung als auch die  
30 statistische Norm-Wahrnehmung von Schwerhörenden in Abhängigkeit des Hörverlustes und die Norm-Wahrnehmung von Normalhörenden bei der Bestimmung der Einstellungen eines Hörgerätes berücksichtigt werden, und zwar gewichtet nach Datenzuverlässigkeit, wird eine für das Individuum optimale  
35 Zielfunktion zur Einstellung des Hörgerätes erhalten, womit auch die erhaltene Hörfähigkeit des Individuums verbessert

- 3 -

ist. Mit anderen Worten ist es durch die Erfindung gelungen, eine optimale Ziellautheit zu erhalten, welche das individuelle Lautheitsempfinden berücksichtigt.

- 5 Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Zeichnungen beispielsweise näher erläutert. Dabei zeigt

10 Fig. 1 schematisch, eine Quantifizierungseinheit zur Quantifizierung einer individuell wahrgenommenen Lautheit,

15 Fig. 2 in Abhängigkeit des Schallpegels, die wahrgenommene Lautheit der Norm sowie eines schwerhörenden Individuums bei einer vorgegebenen Frequenz,

20 Fig. 3 die Steigung der Lautheitsfunktion als Funktion des Hörverlustes (HVL<sub>S</sub>-Funktion) für ein schwerhörendes Individuum und

Fig. 4 einen Pegel für die Lautheit = 0 als Funktion des Hörverlustes (HVL<sub>0</sub>-Funktion) für ein schwerhörendes Individuum.

- 25 Wie bereits aus den einleitenden Ausführungen hervorgeht, wird erfindungsgemäss eine individuelle und somit bessere Einstellung von Hörgeräten dadurch ermöglicht, dass sowohl Streuungen aufgrund von ungenauen Messungen als auch Streuungen aufgrund von unterschiedlichen individuellen Lautheitsempfindungen bei der Hörgeräteinstellung  
30 berücksichtigt werden, wobei sowohl die individuell ermittelten Parameter als auch das Norm-Lautheitsempfinden gewichtet werden und zur Bestimmung der optimalen Anpassung beitragen. Unter dem Begriff "optimale Anpassung" wird  
35 dabei insbesondere ein ausgewogener Verlauf für die einzustellende Kompression und die einzustellende

- 4 -

Verstärkung, d.h. dem Eingang-/Ausgang-Verhalten eines Hörgerätes in Abhängigkeit der Frequenz, verstanden.

5 Dies wird für die Kompression insbesondere dadurch erreicht, dass die einzelnen Steigungen der individuellen Skalierresultate in Abhängigkeit des Hörverlustes dargestellt und durch eine individuelle HVLS-Funktion, d.h. die Steigung der Lautheitsfunktion als Funktion des Hörverlustes HV, angenähert werden. Aus der individuellen HVLS-Funktion, im Vergleich zur Schwerhörenden-Norm-HVLS-Funktion, kann ein Faktor bestimmt werden, welcher die Lautheitsempfindlichkeit des einzelnen Individuums im Vergleich zur Norm beschreibt.

15 Für die Verstärkung wird dies dadurch erreicht, dass die einzelnen Pegel L0 der individuellen Skalierresultate in Abhängigkeit des Hörverlustes dargestellt und durch eine individuelle HVLO-Funktion, d.h. der Pegel für die Lautheit = 0 als Funktion des Hörverlustes HV, angenähert werden. Aus der individuellen HVLO-Funktion, im Vergleich zur Schwerhörenden-Norm-HVLO-Funktion, kann ein Offset bestimmt werden, welcher den mittleren Unterschied im Abszissenabschnitt der Lautheitsfunktionen des einzelnen Individuums im Vergleich zur Norm beschreibt.

25 Im folgenden werden die einzelnen Verfahrensschritte zur Anpassung eines Hörgerätes erläutert.

30 Als erstes wird ein Audiogramm erstellt. Dies erfolgt dadurch, dass bei einem potentiellen Hörgeräteträger die Hörschwellen für reine Töne verschiedener Frequenzen gemessen werden. Die gemessenen Erhöhungen der Hörschwellen werden als Hörverlust in dB bei jeder Frequenz bzw. in gewissen Frequenzintervallen ausgedrückt und dargestellt.

35 Mit Hilfe des Audiogramms lässt sich somit feststellen, in welchem Hörbereich ein Hörverlust vorliegt. Des weiteren

- 5 -

werden anhand des Audiogramms Stützstellen - d. h. einzelne Frequenzen - bestimmt, in denen in der Folge Lautheitsskalierungen in der nachstehend beschriebenen Art vorgenommen werden.

5

Die Lautheit "L" ist eine psycho-akustische Grösse, welche angibt, wie "laut" ein Individuum ein präsentierte akustisches Signal empfindet.

- 10 Bei natürlichen akustischen Signalen, welche immer breit-bandig sind, stimmt die Lautheit nicht mit der physikalisch übertragenen Energie des Signals überein. Es erfolgt psycho-akustisch im Ohr eine Bewertung des eintreffenden akustischen Signals in einzelnen Frequenzbändern, den
- 15 sogenannten kritischen Bändern. Die Lautheit ergibt sich aus einer bandspezifischen Signalverarbeitung und einer bandübergreifenden Überlagerung der bandspezifischen Verarbeitungsergebnisse, bekannt unter dem Begriff "Lautheitssummation". Diese Grundlagen wurden von E.
- 20 Zwicker, "Psychoakustik", Springer-Verlag Berlin, Hochschultext, 1982, ausführlich beschrieben.

- Es hat sich jedoch herausgestellt, dass die Lautheit als eine der wesentlichsten, die akustische Wahrnehmung
- 25 bestimmenden psycho-akustischen Grössen anzusehen ist.

- Eine Möglichkeit, die individuell empfundene Lautheit auf ausgewählte akustische Signale als weiter verwertbare Grösse überhaupt zu erfassen, ist die in Fig. 1 schematisch
- 30 dargestellte, beispielsweise aus O. Heller, "Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorienunterteilung", Psychologische Beiträge 26, 1985, oder V. Hohmann, "Dynamikkompensation für Hörgeräte, Psychoakustische Grundlagen und Algorithmen", Dissertation UNI Göttingen,
- 35 VDI-Verlag, Reihe 17, Nr. 93, oder Thomas Brand, Analysis and optimization of psychophysical procedures in

- 6 -

audiology Oldenburg : Bibliotheks- und Informationssystem  
der Univ., 2000. - 148 S. Oldenburg, Diss., Univ., 1999.  
ISBN 3-8142-0721-1, bekannte Methode. Dabei wird einem  
Individuum I ein akustisches Signal A präsentiert, das an  
5 einem Generator 1 bezüglich spektraler Zusammensetzung und  
übertragenem Schalldruckpegel verstellbar ist. Das  
Individuum I bewertet bzw. "kategorisiert" mittels einer  
Eingabeeinheit 3 das momentan gehörte akustische Signal A  
gemäß z. B. elf Lautheitsstufen bzw. -kategorien, wie in  
10 Fig. 1 dargestellt. Den Stufen werden numerische Gewichte,  
beispielsweise von 0 bis 10, zugeordnet.

Mit diesem Vorgehen ist es möglich, die empfundene indivi-  
duelle Lautheit zu messen, d. h. zu quantifizieren. Dies  
15 wird beim erfindungsgemässen Verfahren bei mindestens einer  
vorzugsweise bei drei unterschiedlichen Frequenzen bzw.  
Stützstellen vorgenommen. Diese Prozedur wird im folgenden  
als Lautheitsskalierung bezeichnet.

20 In Fig. 2 ist die Lautheit  $L$ , aufgenommen mit einer  
Kategorienskalisierung nach Fig. 1, als Funktion des mitt-  
leren Schalldruckpegels in dB-SPL für ein sinusförmiges  
Signal der Frequenz  $f_k$  aufgetragen. Wie aus dem Verlauf in  
Fig. 2 ersichtlich ist, nimmt die Lautheit  $L_{kn}$  der Norm in  
25 der gewählten Darstellung nichtlinear mit dem Signalpegel  
zu, der Steigungsverlauf wird in erster Näherung bei  
Normalhörenden für alle kritischen Bänder mit der in Fig. 2  
als  $N$  eingetragenen Regressionsgeraden mit der Steigung  $\alpha_n$   
in [Kategorien pro dB-SPL] wiedergegeben.

30 Aus dieser Darstellung ist ohne weiteres ersichtlich, dass  
der Modellparameter  $\alpha_n$  einer nichtlinearen Verstärkung ent-  
spricht, für Normalhörende in jedem kritischen Frequenzband  
annähernd gleich, jedoch bei schwerhörenden Individuen, mit  
35  $\alpha_{kr}$ , bei jeder Frequenz bzw. in jedem Frequenzband zu be-

- 7 -

stimmen. Durch die Gerade mit der Steigung  $\alpha_{k1}$  wird die nichtlineare Lautheitsfunktion bei der Frequenz  $f_k$  durch eine Regressionsgerade approximiert.

- 5 In Fig. 2 bezeichnet  $L_{k1}$  typischerweise den Verlauf der Lautheit  $L_i$  eines Schwerhörenden bei einer Frequenz  $f_k$ .

Wie aus dem Vergleich der Kurven  $L_{kN}$  und  $L_{k1}$  ersichtlich ist, weist die Kurve eines Schwerhörenden einen grösseren Offset ( $L_0$ ) zum Nullpunkt auf und verläuft steiler als die  
10 Kurve der Norm. Der grössere Offset entspricht einer erhöhten Hörschwelle, das Phänomen der grundsätzlich steileren Lautheitskurve wird als Lautheit-recruitment bezeichnet und entspricht einem erhöhten  $\alpha$ -Parameter.

15 Wie bereits darauf hingewiesen worden ist, werden mindestens an einer, vorzugsweise an drei Stützstellen - d.h. bei einer bzw. mehreren unterschiedlichen Frequenzen - solche Lautheitsskalierungen vorgenommen. Aufgrund dieser  
20 Stützstellen wird eine sogenannte HVLS-Funktion ermittelt, indem die Steigungen der Lautheitsfunktion  $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$  in Funktion des Hörverlustes HV in dB aufgetragen werden.

Fig. 3 zeigt eine HVLS-Funktion für ein schwerhörendes  
25 Individuum, wobei die individuelle HVLS-Funktion, gestrichelte Linie, durch drei Stützstellen unter Anwendung einer geeigneten, im folgenden erläuterten Modellbildung ermittelt wird.

30 Es hat sich gezeigt, dass sich das folgende Modell besonders zur Ermittlung der Steigung  $\alpha$  als Funktion des Hörverlustes HV (für Hörverluste zwischen 20dB und 100dB) eignet:

35 
$$\log_{10}(\alpha) = a_s \cdot HV + b_s \cdot \log(HV) + VP_{consta}$$

- 8 -

für  $20\text{dB} < \text{HV} < 100\text{dB}$ ,

wobei

5

- $\alpha$ : Steigung der Lautheitsfunktion,
  - HV: Hörverlust in dB,
  - $a_s, b_s$ : konstante Funktionsparameter und
  - $\text{VP}_{\text{consta}}$ : individueller Funktionsparameter, welcher die
- 10 HVLS-Funktion an die Stützstellen  $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$  anpasst

ist.

- 15 Zunächst sei an dieser Stelle festgehalten, dass die in Fig. 3 dargestellte individuelle HVLS-Funktion aufgrund ihrer Berechnung aus mehreren Stützstellen eine geringere messungsbedingte Streuung aufweist, als die einzelnen Stützstellen, und somit besser Veränderungen in der
- 20 individuellen Wahrnehmung widerspiegelt. Man könnte die Zielfunktion zur Einstellung des Hörgerätes zwar bereits gestützt auf diese individuelle HVSL-Funktion erhalten, die Steigung  $\alpha$  bei 0 dB Hörverlust durch Extrapolation
- 25 ermitteln (gepunktete Kurve in Fig. 3) und das Hörgerät entsprechend einstellen. Es hat sich herausgestellt, dass die Hörgeräteeinstellung wesentlich verbessert werden kann, wenn Informationen über das gesunde Gehör mitberücksichtigt werden. Erfindungsgemäss wird vorgeschlagen, dass das Norm-
- 30 Lautheitsempfinden zur Ermittlung der individuell benötigten Kompression bei 0 dB Hörverlust herangezogen wird. Dabei wird erfindungsgemäss dem Umstand Rechnung getragen, dass das Lautheitsempfinden von Normalhörenden selbst eine nicht zu vernachlässigende Streuung aufweist.
- 35 Eine bevorzugte Möglichkeit zur Berücksichtigung der Norm-



- 9 -

- Lautheitsfunktion besteht darin, dass ein Mittelwert zwischen der durch Messung und Extrapolation bestimmten individuellen Steigung  $\alpha$  bei 0 dB Hörverlust und der Norm-Lautheitssteigung gebildet wird, wobei eine Gewichtung
- 5 entsprechend einer zu erwartenden Streuung der Werte, und zwar sowohl bei der individuellen Steigung  $\alpha$  bei 0 dB Hörverlust als auch bei der Norm-Lautheitssteigung, vorgenommen wird. Eine Gewichtung der individuellen Skalierdaten in Abhängigkeit sowohl der Qualität der
- 10 individuellen Skalierdaten, als auch der Anzahl Messpunkte für die einzelnen Skalierungen und der Anzahl durchgeführter Skalierungen hat sich als vorteilhaft erwiesen. Für individuelle Skalierdaten durchschnittlicher Qualität in drei Frequenzen kann mit einer Gewichtung der
- 15 individuellen Steigung  $\alpha$  bei 0 dB Hörverlust mit einem Faktor  $2/3$  und einer Gewichtung der Norm-Lautheitssteigung  $\alpha_N$  mit einem Faktor  $1/3$  eine äusserst gute Anpassung des Hörgerätes erreicht werden.
- 20 Analog zur Steigung  $\alpha$  der Lautheitsfunktion kann aus den Abszissenabschnitten  $L_0$  der Lautheitsfunktion in Verbindung mit dem im Audiogramm bestimmten Hörverlust eine optimale bandspezifische Verstärkung abgeleitet werden.
- 25 Wie bereits darauf hingewiesen worden ist, werden mindestens an einer, vorzugsweise an drei Stützstellen - d.h. bei einer bzw. mehreren unterschiedlichen Frequenzen - Lautheitsskalierungen vorgenommen. Aufgrund dieser Stützstellen wird die HVL0-Funktion ermittelt, indem die
- 30 Abszissenabschnitte der Lautheitsfunktion  $L_{01}$ ,  $L_{02}$ ,  $L_{03}$ , ... als Funktion des Hörverlustes HV in dB aufgetragen werden.

Fig. 4 zeigt eine HVL0-Funktion für ein schwerhörendes Individuum, wobei die individuelle HVL0-Funktion,

35 gestrichelte Linie, durch drei Stützstellen unter Anwendung

- 10 -

einer geeigneten, im folgenden erläuterten Modellbildung ermittelt wird.

Es hat sich gezeigt, dass sich das folgende Modell  
5 besonders zur Ermittlung von  $L_0$  als Funktion des  
Hörverlustes HV (für Hörverluste zwischen 20dB und 100dB)  
eignet:

$$L_0 = a_L \cdot HV + b_L \cdot \log(HV) + VP_{\text{const}L}$$

10

für  $20\text{dB} < HV < 100\text{dB}$ ,

wobei

- 15
- $L_0$ : Pegel für Lautheit=0,
  - HV: Hörverlust in dB,
  - $a_L$ ,  $b_L$ : konstante Funktionsparameter und
  - $VP_{\text{const}L}$ : individueller Funktionsparameter, welcher die  
HVL0-Funktion an die Stützstellen  $L_{01}$ ,  $L_{02}$ ,  $L_{03}$ , ...  
20 anpasst

ist.

Zunächst sei an dieser Stelle festgehalten, dass die in  
25 Fig. 4 dargestellte HVL0-Funktion aufgrund ihrer Berechnung  
aus mehreren Stützstellen eine geringere messungsbedingte  
Streuung aufweist, als die einzelnen Stützstellen, und  
somit besser Veränderungen in der individuellen Wahrnehmung  
widerspiegelt. Man könnte die Zielfunktion zur Einstellung  
30 des Hörgerätes zwar bereits gestützt auf diese individuelle  
HVL0-Funktion erhalten, den Pegel  $L_0$  bei 0 dB Hörverlust  
durch Extrapolation ermitteln (gepunktete Kurve in Fig. 3)  
und das Hörgerät entsprechend einstellen. Es hat sich  
gezeigt, dass die Hörgeräteeinstellung wesentlich  
35 verbessert werden kann, wenn analog zur Steigung  $\alpha$  der

- 11 -

- Lautheitsfunktion Informationen über das gesunde Gehör mitberücksichtigt werden. Erfindungsgemäss wird vorgeschlagen, dass das Norm-Lautheitsempfinden zur Ermittlung der individuell benötigten Kompression bei 0 dB Hörverlust herangezogen wird. Dabei wird erfindungsgemäss dem Umstand Rechnung getragen, dass das Lautheitsempfinden von Normalhörenden selbst eine nicht zu vernachlässigende Streuung aufweist.
- 10 Eine bevorzugte Möglichkeit zur Berücksichtigung der Norm-Lautheitsfunktion besteht darin, dass ein gewichteter Mittelwert zwischen dem durch Messung und Extrapolation bestimmten individuellen Pegel  $L_0$  bei 0 dB Hörverlust und dem Pegel Norm- $L_0$  gebildet wird, wobei eine Gewichtung
- 15 entsprechend einer zu erwartenden Streuung der Werte, und zwar sowohl beim individuellen Pegel  $L_0$  bei 0 dB Hörverlust als auch beim Pegel Norm- $L_0$ , vorgenommen wird. Analog zur Steigung der Lautheitsfunktion hat sich auch für den Pegel  $L_0$  eine Gewichtung der individuellen Skalierdaten in
- 20 Abhängigkeit sowohl der Qualität der individuellen Skalierdaten als auch der Anzahl Messpunkte für die einzelnen Skalierungen und der Anzahl durchgeführter Skalierungen als vorteilhaft erwiesen.
- 25 Für individuelle Skalierdaten durchschnittlicher Qualität in drei Frequenzen kann mit einer Gewichtung des individuellen Pegels  $L_0$  bei 0 dB Hörverlust mit einem Faktor  $1/3$  und einer Gewichtung des Pegels Norm- $L_0$  mit einem Faktor  $2/3$  eine äusserst gute Anpassung des
- 30 Hörgerätes erreicht werden.

- 12 -

**Patentansprüche:**

1. Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes an ein  
5 Individuum unter Berücksichtigung von individuellem  
Lautheitsempfinden, wobei das Verfahren darin besteht,
- dass das Lautheitsempfinden des Individuums  
10 ausgemessen bzw. durch Parameter quantifiziert wird,  
wobei dieses bzw. diese mit einem ersten Faktor  
gewichtet werden,
  - dass ein Norm-Lautheitsempfinden bzw. dessen Parameter  
mit einem zweiten Faktor gewichtet werden und
  - dass die gewichteten Lautheitsempfinden bzw. deren  
15 Parameter zur Einstellung des Hörgerätes verwendet  
werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass  
im Hörgerät Kompression und/oder Verstärkung eingestellt  
20 werden, wobei hierzu die Kompression in Funktion der  
Frequenz resp. die Verstärkung in Funktion der Frequenz  
bestimmt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass  
25 zur Bestimmung der Kompression das Lautheitsempfinden des  
Individuums mittels HVLS-Funktion quantifiziert wird, die  
durch Lautheitsskalierungen bei mindestens einer Frequenz  
ermittelt wird.
- 30 4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass  
die HVLS-Funktion durch die Formel

$$\log_{10}(\alpha) = a_s \cdot HV + b_s \cdot \log(HV) + VP_{consta}$$

35 modelliert wird, wobei

- 13 -

- $\alpha$ : Steigung der Lautheitsfunktion,
- HV: Hörverlust in dB,
- $a_s, b_s$ : konstante Funktionsparameter und
- 5 -  $VP_{consta}$ : individueller Funktionsparameter, welcher die  
HVLs-Funktion an die Stützstellen  $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$   
anpasst

10 ist, und dass  $VP_{consta}$  aufgrund mindestens einer vorzugsweise  
aufgrund von drei, in unterschiedlichen Frequenzen  
durchgeführten Lautheitsskalierungen ermittelt wird.

15 5. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass  
zur Bestimmung der Verstärkung das Lautheitsempfinden des  
Individuums mittels HVL0-Funktion quantifiziert wird, die  
durch Lautheitsskalierungen bei mindestens einer Frequenz  
ermittelt wird.

20 6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass  
die HVL0-Funktion durch die Formel

$$L_0 = a_L \cdot HV + b_L \cdot \log(HV) + VP_{constL}$$

25 modelliert wird, wobei

- $L_0$ : Pegel für Lautheit=0,
- HV: Hörverlust in dB,
- $a_L, b_L$ : konstante Funktionsparameter und
- 30 -  $VP_{constL}$ : individueller Funktionsparameter, welcher die  
HVL0-Funktion an die Stützstellen  $L_{01}, L_{02}, L_{03}, \dots$   
anpasst

35 ist, und dass  $VP_{constL}$  aufgrund mindestens einer vorzugsweise  
aufgrund von drei, in unterschiedlichen Frequenzen  
durchgeführten Lautheitsskalierungen ermittelt wird.

- 14 -

7. Verfahren nach einem oder mehrerer der Ansprüche 3 bis  
6, dadurch gekennzeichnet, dass der Hörverlust verwendet  
5 wird, um die Frequenzen zu bestimmen, in welchen  
Lautheitsskalierungen durchgeführt werden.
8. Verfahren nach einem oder mehrerer der vorangehenden  
10 Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Grösse der  
gewichteten Faktoren von einer angenommenen und/oder  
ermittelten Genauigkeit der Lautheitsskalierungsdaten  
abhängen.
- 15 9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass  
für den ersten Faktor einen Wert  $2/3$  und für den zweiten  
Faktor einen Wert  $1/3$  gewählt wird.

- 15 -

**Zusammenfassung:**

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes an ein Individuum. Das Verfahren besteht  
5 zunächst darin, dass das Lautheitsempfinden des Individuums ausgemessen bzw. durch Parameter quantifiziert wird, wobei dieses bzw. diese mit einem ersten Faktor gewichtet werden. Des weiteren werden ein Norm-Hörverhalten bzw. dessen  
10 Parameter mit einem zweiten Faktor gewichtet. Schliesslich werden die gewichteten Hörverhalten bzw. dessen Parameter zur Bestimmung von für das Individuum optimalen  
Einstellungen des Hörgerätes verwendet.  
Das erfindungsgemässe Verfahren weist den Vorteil auf, dass ein Hörgerät bedeutend besser an das Individuum angepasst  
15 werden kann.

(Fig. 1)